

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公表特許公報 (A)

(11)特許出願公表番号

特表平7-505559

第1部門第2区分

(43)公表日 平成7年(1995)6月22日

(51)Int.Cl. ⁹	識別記号	庁内整理番号	F I
A 6 1 L 29/00		B 7019-4 C	
A 6 1 M 25/00	3 0 6 Z	9052-4 C	

審査請求 有 予備審査請求 未請求(全 7 頁)

(21)出願番号	特願平6-515505
(86)(22)出願日	平成6年(1994)2月24日
(85)翻訳文提出日	平成6年(1994)7月15日
(86)国際出願番号	P C T / U S 9 4 / 0 2 2 4 9
(87)国際公開番号	W O 9 4 / 1 8 8 8 6
(87)国際公開日	平成6年(1994)9月1日
(31)優先権主張番号	0 2 3 , 8 0 5
(32)優先日	1993年2月25日
(33)優先権主張国	米国 (U S)

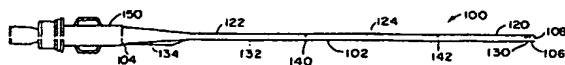
(71)出願人	ターゲット セラピューティクス, インコーポレイテッド アメリカ合衆国 カリフォルニア 94537 -5120, プレモント, ビー. オー. ボックス 5120, レイクビュー プールバード 47201
(72)発明者	ゼンズン, ウェンディ ジェイ. アメリカ合衆国 カリフォルニア 95131, サン ホセ, バレー クレスト ドライブ 1568
(74)代理人	弁理士 山本 秀策

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 流動方向性カテーテル

(57)【要約】

近端と、遠端と、これら両端の間に延び、その内部を通して診断用、治療用、もしくは血管閉塞性の作用物質を送達し得る内腔とから構成される延長管状体を有する注入カテーテルを開示する。この延長管状体は、比較的剛性で、先細に形成された近位部と、比較的柔軟かつ強固な遠位部と、遠位部ほど柔軟ではなく該近位部よりも柔軟な接続部とから構成される。注入カテーテルは、目標部位への血液の流れによって、目標部位に向かって送られる。



請求の範囲

1. 近端、遠端、および該両端の間に延びる内腔とで構成された延長管状部材を有し、血液の流れにより血管内を誘導されるカテーテルであって、該部材は

- (a) 比較的剛性で、先端に形成された近位部と、
- (b) 比較的柔軟かつ強固な遠位部と、
- (c) 該遠位部ほど柔軟ではなく該近位部よりも柔軟な、該近位部と該遠位部の間に設けられた接続部とを有し、

該遠位部は約195 p s i以上の破壊圧力を有し、また10センチメートル分の材料を水平方向から約10°偏向させると約10⁻⁴ポンド以下の力を示すような材質から成ることを特徴とするカテーテル。

2. 前記遠位部の破壊圧力が約195 p s iから220 p s iの間である請求項1に記載のカテーテル。

3. 前記遠位部が、水平方向から1°偏向される毎にさらに約10⁻⁴ポンド以下の新たな力を示すような素材から成る請求項1に記載のカテーテル。

4. 前記近位部が、ナイロン、ポリ塩化ビニル、ポリエチレンテレフタレート、その他のポリエステルエストラマーから成る群から選択される高分子材料もしくは金属性メッシュ製の内側コアを有するポリマー製の外側コアから構成される請求

10. 目標部位にアクセスする方法であって、

- (a) 血管内に誘導カテーテルを挿入する工程と、
 - (b) 請求項1に記載の前記注入カテーテルを該誘導カテーテルに挿入する工程と、
 - (c) 血管内の血液の流れにより該注入カテーテルが該目標部位に向かって送られるよう、該注入カテーテルを該誘導カテーテルから血管内へと押し出す工程と、
- を包含する方法。

11. 前記注入カテーテルを前記誘導カテーテル内に挿入するため該注入カテーテル内にスタイレットを挿入する工程と、さらに、該注入カテーテルを該誘導カテーテルから血管内へ押し出す前に、該スタイレットを取り除く工程とをさらに含む、請求項10に記載の方法。

12. 前記スタイレットがテフロンで被覆されたステンレススチールのスタイレットである、請求項11に記載の方法。

13. 診断用、治療用、もしくは血管閉塞性の作用物質を血管内の目標部位に送達する方法であって、

- (a) 血管内に誘導カテーテルを挿入する工程と、
- (b) 請求項1に記載の前記注入カテーテルを該誘導カテーテルに挿入する工程と、

項1に記載のカテーテル。

5. 前記遠位部が、ポリウレタン、ポリアミドのブロックコポリマー、ポリ塩化ビニル、シリコンおよびそれらの混合物から成る群より選択される高分子材料から構成される請求項1に記載のカテーテル。

6. 前記遠位部の高分子材料が、硫酸バリウム、ビスマストリオキシド、ビスマサブカーボネート、タングステンおよびタンタルから成る群より選択される金属性物質でドーブされる請求項5に記載のカテーテル。

7. 前記接続部が、ポリウレタン、ポリアミドのブロックコポリマー、ポリ塩化ビニルおよびシリコンから成る群より選択される高分子材料から構成される請求項1に記載のカテーテル。

8. 前記接続部の高分子材料が、硫酸バリウム、ビスマストリオキシド、ビスマサブカーボネート、タングステンおよびタンタルから成る群より選択される金属性物質でドーブされる請求項7に記載のカテーテル。

9. 前記遠位部がS字型に構成される請求項1に記載のカテーテル。

- (c) 血管内の血液の流れにより該注入カテーテルが該目標部位に向かって送られるよう、該注入カテーテルを該誘導カテーテルから血管内へと押し出す工程と、
 - (d) 診断用、治療用、もしくは血管閉塞性の作用物質を前記カテーテル内腔を経て該目標部位内へ注入する工程と、
- を包含する方法。

14. 前記注入カテーテルを前記誘導カテーテル内に挿入するため該注入カテーテル内にスタイレットを挿入する工程と、さらに、該注入カテーテルを該誘導カテーテルから血管内へ押し出す前に、該スタイレットを取り除く工程とをさらに含む、請求項13に記載の方法。

15. 前記血管閉塞性の作用物質がn-ブチルシアノアクリレートであり、前記目標部位が動静脈の先天性異常部分である、請求項13に記載の方法。

16. 前記血管閉塞性の作用物質がジメチルスルホキシド中に溶解されたポリ酢酸ビニルであり、前記目標部位が動静脈の先天性異常部分である、請求項13に記載の方法。

17. 前記血管閉塞性の作用物質が血管閉塞コイルである、請求項13に記載の方法。

明 細 書

流動方向性カテーテル

発明の分野

本発明は、一般的な外科用器具の分野に属するもので、特に心臓血管の及び血管内の処置に於て、診断用、治療用、もしくは血管閉塞性の作用物質を（尿管構造を通過する曲がりくねった経路を経てアクセス可能な）目標部位に送達するために使用される注入カテーテルに関する。

従来技術

循環系を通じてアクセス可能な内部目標部位に診断用もしくは治療用の作用物質を送達する手段として、カテーテルはますます広く使用されつつある。体内でアクセスが困難な血管の内部にカテーテルを配置するための、一般的な手法は数多く存在する。そのような手法の一つは、ねじり可能なガイドワイヤを交互に回転させ、目標部位まで進ませるというもので、ワイヤを配置した後、カテーテルの遠端が目標部位に位置するまでワイヤに沿ってカテーテルを進ませる。この手法の一例が米国特許第4,884,579号に記載されているが、この方法には、主として、ガイドワイヤおよびカテーテルを血管内で回転させ進ませるのに時間がかかりすぎるという欠点がある。

判明した。

本発明は、特に動静脈の先天異常（AVMs）の診断や処置のため、診断用、治療用、もしくは血管閉塞性の作用物質を血管および尿管系内の遠隔部位に送達するのに有用な注入カテーテルアセンブリである。また、本発明は、注入カテーテルを目標部位に配置する方法と、診断用、治療用、もしくは血管閉塞性の作用物質を該目標部位に送達する方法とを含む。

発明の要旨

本発明は、曲がりくねった細い血管の経路内に配置するための注入カテーテルと、作用物質を目標部位に送達する方法とに関する。この注入カテーテルは、目標部位への血液の流れによって、その目標部位に向かって送られる。この注入カテーテルは、近端と遠端とを有する延長管状体と、該両端の間に延びており、その内部を通過して診断用、治療用、もしくは血管閉塞性の作用物質を送達し得る管腔とを有する。

この延長管状体は、比較的剛性で、先細に形成された近位部と、比較的柔軟かつ強固な遠位部と、遠位部より柔軟性に乏しく近位部より柔軟性に富み、近位部と遠位部の間に位置する接続部とから成る。この遠位部は約195psi以上の破壊圧力を有し、10センチメートル分の材料を水平方向から10°偏向させると約 1×10^{-4} 以下の力を示すような材料で作られている。

本発明の別の側面は、目標部位にアクセスする方法にある。

目標部位までカテーテルを進める第二の方法では、膨らませることはできるが予め穴をあけてあるバルーンをその遠端に有する、柔軟性に富んだカテーテルを使用する。使用に際し、バルーンは、途中まで膨らまされ、血液の流れで目標部位まで運ばれる。配置の間、バルーンから漏れ出た流体を補充するため、バルーンは連続的に膨らまされる。この方法にも、カテーテルが材質的に弱いと、押されると曲がってしまうなどの重大な欠点があり、これを避けるために、カテーテルを目標部位まで推進するため、バルーンを膨らませるための流体を注入してカテーテルを進めなければならない。また、膨らませすぎたバルーンによって血管が破裂する恐れがあるという深刻な危険も伴う。

上記欠点を解消するための他の方法では、目標部位まで血液が流れているため、目標部位に向かって送られ得る柔軟なカテーテルを採用する。1991年、Target Therapeuticsは「ZEPHYR」流動力支援型注入カテーテルとして知られる製品を発売した。この製品は、誘導カテーテルを通じて血管内に導入され、そして血液の流れにより目標部位に向かって送られるよう設計されている。このカテーテルは、異なる材料からつくられた複数の部分、つまりナイロン製の近端部と、ポリアミドのブロックコポリマー製の中間部および遠端部から構成されている。この製品は、曲がりくねった血管中の経路を通り抜けるのに必要な柔軟性と、必要な注入圧に耐える強さとが不十分であるため、所望の機能を果たし得ないことが

誘導カテーテルを血管内に挿入し、そして、注入カテーテルを誘導カテーテル内に挿入する。注入カテーテルの柔軟な遠端部をまっすぐに保ち、誘導カテーテル内に挿入しやすくするため、任意にスタイレットを使用してもよい。スタイレットを使用する場合、注入カテーテルが誘導カテーテル内に入った後で、スタイレットを取り除く。次に、注入カテーテルは誘導カテーテルから血管内に押し出される。血管内の血液の流れにより、注入カテーテルは目標部位に向かって送られる。

本発明のさらに別の側面は、診断用、治療用、もしくは血管閉塞性の作用物質を目標部位に送達する方法にある。注入カテーテルは、誘導カテーテルによって血管内に挿入され、目標部位への血液の流れにより目標部位に配置される。そして、診断用、治療用、もしくは血管閉塞性の作用物質がカテーテル管腔を経て注入され、目標部位に注出される。

図面の簡単な説明

図1は、本発明の一実施例に従って構成された注入カテーテルを示す図である。

図2は、本発明の注入カテーテルの一実施例による、S字状に構成された遠端を示す図である。

図3は、注入カテーテル、スタイレットおよび誘導カテーテルのアセンブリを示す図である。

図4は、柔らかい組織中の曲がりくねった経路の一部分と、

この経路に沿って注入カテーテルを誘導する方法を示す図である。

図5は、従来技術のカテーテルの遠位部の場合と比較して、本発明のカテーテルの遠位部の偏向角度に応じた力をポンド数で示したグラフである。

発明の詳細な説明

図1は、本発明の好適な実施例に基づいて構成された注入カテーテル100を示す。このカテーテル100は、近端104と遠端106を備えた延長管状体102と、該両端の間に延びる内腔108とで構成される。延長管状体102は、比較的柔軟かつ強固な遠位部120と、比較的剛性で、先細に形成されている近位部122と、遠位部120より柔軟性に乏しく近位部122より柔軟性に富み、近位部と遠位部の間に位置する接続部124との、3つの部分から構成される。

この延長管状体102は、曲がりくねった血管経路内をカテーテルが容易に進んで行けるよう、比較的柔軟かつ強固な遠位部120を有する。比較的柔軟とは、約 1×10^{-4} ポンドの力を加えると素材が水平方向から約 10° 偏向すること、もしくは、単に約 5×10^{-4} ポンドの力で素材が水平方向から約 80° 偏向することを意味する。比較的強固とは、素材が195 psi以上の破壊圧力、さらに好ましくは、195 psiから220 psiの破壊圧力を有することを意味する。

柔軟な遠位部120は、診断用、治療用、もしくは血管閉

塞性の作用物質の目標部位への注入を可能にする開放端を有する。この柔軟な遠位部120は、ポリウレタン、ポリアミドのブロックコポリマー、ポリ塩化ビニル、シリコンもしくはそれらの混合物などの、弾力性があり生物学的に適合性のあるポリマーで作られる。また、血管内におけるカテーテルの遠位領域の配置をX線撮影で視覚化し得るよう、柔軟な遠位部120は、一つ以上の放射線不透過性の帯130を有するか、硫酸バリウム、ビスマストリオキシド、ビスマサブカーボネート、タングステン、タンタルなどの放射線不透過性物質でドーブされる。この遠位部120は、管状部材の全長の約5%から20%を占めており、その長さはおよそ5cmから40cm、好ましくはおよそ10cmから20cmである。遠位部120の内径は、およそ0.25mmから0.50mm、好ましくはおよそ0.25mmから0.35mmであり、その外径は、およそ0.50mmから0.60mm、好ましくはおよそ0.60mmから0.70mmである。壁厚はおよそ0.1mmから0.3mmである。

延長管状体102の近位部122は比較的剛性で、容易に押すことができるため、ガイドワイヤで支える必要がない。近位部122は、ナイロン、ポリ塩化ビニル、ポリエチレンテトラフルレートなどのポリエステルエストラマーもしくは編組シャフト（金属メッシュの内側コアを有するポリマーの外側コア）などの、比較的剛性で、生物学的に適合性のある、高分子材料もしくは金属性材料から作られている。この近位部122は、近端取付け具150への取り付けのための先細

の近位部分134と、遠位部分132とから成る。近位部122の近位部分134は、管状部材102全長のおよそ60%から80%に相当し、長さはおよそ90cmから130cm、好ましくは、およそ100cmから120cmである。（管状部材102の近端104における）近位部分134の最大内径は、およそ0.40mmから0.60mm、好ましくはおよそ0.45mmから0.55mmである。また、管状部材102の近端104における近位部分134の外径は、およそ0.8mmから1.2mmである。近位部122の近位部分134の壁厚は、およそ0.1mmから0.4mm、好ましくはおよそ0.2mmから0.3mmである。

近位部122の遠位部分132は、管状体102全長のおよそ10%から20%を占め、長さはおよそ20cmから40cm、好ましくは、およそ20cmから30cmである。近位部122の遠位部分132の内径は、およそ0.20mmから0.50mm、好ましくはおよそ0.25mmから0.35mmである。また、近位部122の遠位部分132の外径は、およそ0.60mmから0.90mmであり、好ましくは、およそ0.60mmから0.70mmである。近位部122の遠位部分134の壁厚は、およそ0.1mmから0.3mmである。

延長管状体102の接続部124は、近位部122ほどの剛性はないが遠位部120より剛性がある。生物学的に適合する適切な材料は、ポリウレタン、ポリアミドのブロックコポリマー、ポリ塩化ビニル、シリコンなど、柔軟な遠位部120よりも高いジュロメータを示す（つまり、より剛性がある）ポリマーである。接続部124は、カテーテルが血管

内の特定の箇所でつかえたりまたは曲がるような場合に観察できるよう放射線不透過性に構成し得、そのような場合、高分子材料は、硫酸バリウム、ビスマサブカーボネート、ビスマストリオキシド、タングステン、タンタルなどの放射線不透過性物質でドーブされる。接続部124は、管状部材102の全長のおよそ10%から20%を占め、長さはおよそ20cmから40cm、好ましくは、およそ25cmから35cmである。接続部124の直径は一定にも先細りにも形成し得る。接続部124の内径は、およそ0.20mmから0.50mm、好ましくはおよそ0.20mmから0.35mm、外径は、およそ0.50mmから0.90mm、好ましくはおよそ0.60mmから0.70mmである。また、接続部124の壁厚は、およそ0.1mmから0.3mmである。

近位部122、接続部124および遠位部120は、各々、接合部140と142で接合される。これらの接合部は、近位部122および接続部124のならびに接続部124および遠位部120の材料を、加熱し、重ね合わせ、熱融合させることで形成される。遠位部120、接続部124および近位部122の遠位部分132は、全てがほぼ同じ外径を有してもよいし、接続部124および近位部122の遠位部分132を先細りに形成してもよい。

標準的な近端取付け具150は、管形成を補強する熱融合により近位部122の近位部分134に取り付けられる。

図2は、カテーテルの遠位部120の一実施例を示している。カテーテルの先端160は、曲がりくねった血管の経路

中で操作しやすいように、遠端106が血液の流れの経路中を直進するのではなく、むしろ、血管の壁の方を向くように薄気で膨らされる。図示されている特別な実施例では「S」字型に形成されているが、治療中の特定の血管にアクセスできる限り、どのような形に形成してもよい。このように、もしカテーテルが血管の壁につかえた場合、カテーテルを通じて流体を注入することにより、カテーテルの遠端106を血管壁から離して進ませることができる。剛性の近位部122が押されると、遠位部120は血液の流れにより目標部位まで運ばれる。

上述のカテーテルは、診断用、治療用、もしくは血管閉塞性の作用物質を深部の組織に送達するのに有用である。

図3は、注入カテーテル100を目標部位に配置するためのカテーテルアセンブリ200を示す。適切な誘導カテーテル202は、標準的な配置方法によって血管内に挿入される。回転式止血バルブ204は、誘導カテーテルルエ(luer)アダプタ206に接続されており、誘導カテーテル202は塩水によって連続的に洗われる。バルブ204のちょうねじを開き、回転式止血バルブ204を通して注入カテーテル100を挿入する。もしくは、図3に示すように、まず、バルブ204内での注入カテーテル100の隠れを防ぐため、テフロンで被覆されたステンレススチール製スタイレット208を注入カテーテル100内に挿入する。そして、注入カテーテル100の遠端106を誘導カテーテル202の先端に

接近するように進ませる。次に、スタイレット208を注入カテーテル100から取り除く。スタイレット208を取り除いた後、注入カテーテル100は誘導カテーテル202の外に押し出され、血液の流れによって血管内を目標部位まで静かに誘導される。また、押したり引いたりする操作を緩やかに行うこと、および、内腔108を通じて塩水もしくは対照媒体(contrast medium)を注入することが、カテーテルを目標部位に配置するのに役立ち得る。

図4は、曲がりくねった経路により到達される組織領域に、注入カテーテルを挿入する方法を示す。この図は、目標部位302を含む、例えば脳の領域内のような、柔らかい組織の領域300を示す。まず、202に示される誘導カテーテルが血管のアクセス領域から送り込まれる。注入カテーテル100が誘導カテーテル202に挿入され、そして、誘導カテーテルの端から押し出される。注入カテーテル100は、血管内の血液の流れにより目標部位302に向けて送られる。

注入カテーテルが目標部位に配置されると、近端取付け具150に注射器を接続し得、そして、カテーテルの内腔108を通じて診断用、治療用、もしくは血管閉塞性の作用物質を目標部位に注出し得る。注入される作用物質は、目標の領域内の血管の構造や血流の特徴を見るための放射線不透過性物質、目標の血管により供給される組織領域に小動脈閉塞を起こすために使用し得る血管閉塞性物質、および目標部位での特定の病状に対して有効な、アルコールなどの硬化物質や

抗腫瘍薬などの薬理学的物質を含み得る。動静脈の先天性異常の治療に有用な血管閉塞性物質は、水などの極性溶媒中で活性化されるポリマーを含み、また、n-ブチルシアノアクリレートなどの物質を含む。動静脈の先天性異常の治療に有用な他の型の血管閉塞性物質は、血液に接触すると溶媒の拡散によって凝固するポリマー溶液を含む。ジメチルスルホキシドに溶かしたポリ酢酸ビニルは、そのような物質の一例である。もしくは、血管閉塞コイル304を注入カテーテル内に注入し目標部位に送達することで、その部位の血液の流れを塞ぐようにしてもよい。

下記の実施例は本発明を例証するもので、どのような意味でも本発明の範囲を限定しない。

実施例

実施例1：破壊圧力の比較

従来技術のカテーテル、特に1991年に初めて発売されたカテーテル「ZEPHYR」を、本発明のカテーテルと同じように破壊圧力についてテストした。0から破裂までの範囲の圧力で25-30 p s i ずつ増加して、流体をカテーテルの近端取付け具に注入して加圧した。約141 p s i の圧力が加えられたとき、従来技術のカテーテルは遠端が破裂した。この値は、複数のカテーテルをテストして得られた平均値であるので、統計的には、従来技術のカテーテルの破壊圧力についての値の99.73% (3シグマ) が、およそ97から185 p s i ま

での間に存在する。本発明のカテーテルでは、平均値207 p s i の圧力が加えられたときに遠端が破裂する。従って、本発明のカテーテルの破壊圧力についての値の99.13% (3シグマ) が、およそ195から220 p s i までの間に存在する。このように、本発明のカテーテルが従来技術のカテーテルよりも強いことが証明された。

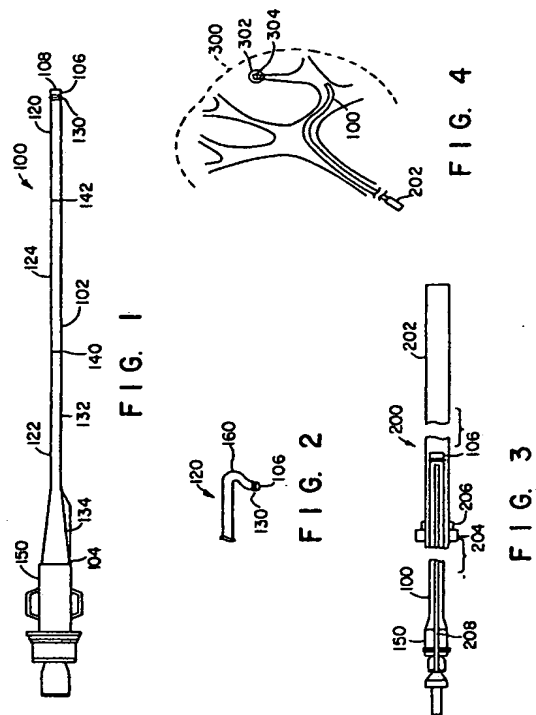
実施例2：遠端柔軟性テスト

Tinius Olsenの曲げ剛性テスターを用いて従来技術のカテーテル「ZEPHYR」と本発明のカテーテルの遠端柔軟性を比較した。その結果を図5にグラフで示す。

まず、Olsenの剛性テスターのスチール板上に各カテーテルの遠位端部の長さ10センチメートルの部分を置く。これを様々な位置に偏向させ、それに応じた圧力をポンド数で記録した。本発明のカテーテルを10°偏向させたとき、剛性テスターは7×10⁻³ポンドの力を示し、50°偏向させたときは3.8×10⁻⁴ポンド、80°偏向させたときは4.9×10⁻⁴ポンドを示した。従来技術のカテーテルを10°偏向させたとき、剛性テスターは7.5×10⁻³ポンドの力を示し、50°偏向させたときは8.5×10⁻³ポンド、80°偏向させたときは1.23×10⁻¹ポンドを示した。従って、本発明のカテーテルが従来技術のカテーテルよりも柔軟性に富むことが証明された。図5に示される線の傾きを計算したところ、本発明のカテーテルでは1°の偏向が10⁻³ポンドの力に相当

し、従来技術のカテーテルでは、 0.3° の偏向が 10^{-5} ギン
Vの力に相当した。

以上、本発明の好適な実施例を記載したが、本発明の主旨
から逸脱することなく、他に様々な変更および改変が可能で
ある。



特許(内容に変更なし)

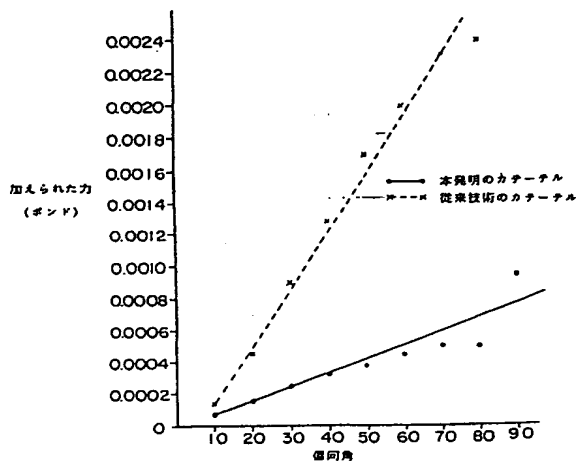


FIG. 5

手続補正書(方式)

平成6年12月6日

特許庁長官 殿

1. 事件の表示

PCT/US94/02249

平成6年特許願第515505号

2. 発明の名称

流動方向性カテーテル

3. 補正をする者

事件との関係 特許出願人

住所 アメリカ合衆国 カリフォルニア 94537-5120, フレモント,

ビー.オー. ボックス 5120, レイクビュー プールバード

47201

名称 ターゲット セラピューティクス, インコーポレイテッド

4. 代理人

住所 〒540 大阪府大阪市中央区城見一丁目2番27号

クリスタルタワー15階

氏名 (7828) 弁護士 山本 秀策

電話(大阪) 06-949-3910

5. 補正命令の日付(発送日)

平成6年11月29日

6. 補正の対象

特許法第184条の5第1項の規定による書面の特許出願人の代表者の署名、

委任状(訳文添付)および註明に添付した図面の翻訳文

7. 補正の内容

別紙のとおり



国際調査報告		Inventor application No. PCT/US84/02149
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER (IPC) : A61B 5/00, A61M 25/00, 31/00 US CL : 128/538; 604/23, 230 According to International Patent Classification (IPC) or to both national classifications and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) U.S. : 128/536-638; 604/23-33, 94, 230-232 Documentation searched where there are no minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched None Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) None		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevance to claim No.
X	WO, 92/15356, (NITA ET AL.), 17 September 1992. See page 15.	1-7, 9
Y		8
Y	US, A, 2,857,915, (D. S. SHERIDAN), 28 October 1958. See column 3.	8
X	US, A, 5,171,232, (CASTILLO ET AL.), 15 December 1992. See columns 3-4.	1-8
A	US, A, 4,385,635, (RUIZ), 31 May 1983.	1
A	US, A, 4,636,346, (GOLD ET AL.), 13 January 1987.	1
A	US, A, 4,596,553, (PANDEI), 24 June 1988.	1
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family notes.		
* "A" International publication of an application of a patent. "Y" International publication of an application of a patent which is not considered to be part of the prior art. "X" Earlier document published in or after the international filing date. "U" Document which does not disclose the invention claimed or which is used to establish the prior art of the invention claimed or which is used to establish the prior art of the invention claimed or which is used to establish the prior art of the invention claimed. "A" Document relating to an application of a patent, which is not considered to be part of the prior art. "U" Document published prior to the international filing date but later than the international filing date. "A" Document published prior to the international filing date but later than the international filing date.		
Date of the latest completion of the international search 14 APRIL 1994		Date of mailing of the international search report MAY 20 1994
Name and mailing address of the ISA/US Communications of Patents and Trademarks Box PCT Washington, D.C. 20531 Fax: (202) 351-2230		Authorized official FRANK WILKINS, III Telephone No. (202) 351-2441

Form PCT/ISA/210 (second sheet) July 1992

国際調査報告		Inventor application No. PCT/US84/02149
C (Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevance to claim No.
A, P	US, A, 5,254,107, (SOLTESZ), 19 October 1993.	1
A	US, A, 4,840,622, (HARDY), 20 June 1989.	1
A	US, A, 4,329,993, (LIEBER ET AL.), 18 May 1982. See column 3, lines 51-60.	10, 13

Form PCT/ISA/210 (second sheet) July 1992

フロントページの続き

(81) 指定国 EP(AT, BE, CH, DE, DK, ES, FR, GB, GR, IE, IT, LU, M, C, NL, PT, SE), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AT, AU, BB, BG, BR, BY, CA, CH, CN, CZ, DE, DK, ES, FI, G, B, GE, HU, JP, KG, KP, KR, KZ, LK, LU, LV, MD, MG, MN, MW, NL, NO, NZ, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SK, T, J, UA, US, UZ, VN

(72) 発明者 チー, ユーリエル ハイラム
アメリカ合衆国 カリフォルニア 94030,
サン カルロス, ドルトン アベニュー
127